

# **Lungenfunktionsprüfung mit verschiedenen Geräten**

Ein Vergleich von vier Geräten des Lungenfunktions-  
labors der Chirurgischen Universitätsklinik  
der Universität Erlangen

von

**Steffen Schönstedt**

aus

**Leipzig**



Digitized by the Internet Archive  
in 2026



Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik  
der Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Prof. Dr. med. G. Hegemann

---

# **Lungenfunktionsprüfung mit verschiedenen Geräten**

Ein Vergleich von vier Geräten des Lungenfunktions-  
labors der Chirurgischen Universitätsklinik  
der Universität Erlangen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

**Steffen Schönstedt**

aus

**Leipzig**

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität Erlangen-Nürnberg



|              |                             |
|--------------|-----------------------------|
| Dekan:       | Prof. Dr. W. Schiefer       |
| Referent:    | Priv.-Doz. Dr. R. Leutschaf |
| Correferent: | Prof. Dr. G. Hegemann       |

Tag der mündlichen Prüfung: 23. Februar 1971

Herrn Priv. Doz. Dr. med. Roderich Leutschaff,  
Oberkonservator an der Chirurgischen Universitäts-  
klinik Erlangen, danke ich besonders herzlich für  
die Anregung und Vergabe der Arbeit, für deren Durch-  
sicht und Korrektur sowie für die Übernahme des  
Referates.

Herrn Professor Dr. med. Gerd Hegemann, Direktor der  
Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg  
danke ich für die Übernahme des Correferates.

Für die freundliche Beratung in technischen Fragen  
möchte ich Herrn Ingenieur G. Sieber meinen Dank  
aussprechen.

# Inhaltsübersicht

|                                                                 | Seite |
|-----------------------------------------------------------------|-------|
| 1) <u>Einführung und Problemdarstellung</u> .....               | 1     |
| 11) <u>Methodik</u> .....                                       | 2     |
| 1) Die verschiedenen Systeme .....                              | 2     |
| a) Das geschlossene System                                      |       |
| b) Das offene System                                            |       |
| 2) Die untersuchten Geräte .....                                | 3     |
| 3) Das Standardprogramm der<br>Lungenfunktionsprüfung .....     | 7     |
| 111) <u>Die Untersuchungsergebnisse</u> .....                   | 9     |
| 1) Vergleich der Bedienung .....                                | 9     |
| 2) Vergleich der Schreibereinrichtung .....                     | 9     |
| 3) Vergleich der Toträume .....                                 | 11    |
| 4) Vergleich der Pumpeinrichtung der<br>Geräte A und B .....    | 12    |
| 5) Vergleich der Messköpfe der Geräte<br>des offenen Typs ..... | 15    |
| a) Vergleich der Strömungsfehler                                |       |
| b) Vergleich des Temperatureffektes                             |       |
| c) Vergleich der Linearität                                     |       |
| 6) Vergleich der Reinigung und Sterilisation .....              | 19    |
| 7) Vergleich des inneren Gerätewiderstandes .....               | 20    |
| 8) Vergleich von verschiedenem Schlauchmaterial ..              | 26    |
| IV) <u>Diskussion der Ergebnisse</u> .....                      | 29    |
| V) <u>Zusammenfassung</u> .....                                 | 41    |
| VI) <u>Literaturnachweise</u> .....                             | 43    |

## I) EINFÜHRUNG UND PROBLEMDARSTELLUNG

Die Untersuchung der Lungenfunktionsprüfung hat in den letzten Jahren mehr und mehr Bedeutung erlangt. Ohne größere Belästigung für den Patienten ist es mit Hilfe der Lungenfunktionsprüfung möglich, mit verhältnismäßig geringem technischen Aufwand frühzeitig wesentliche Hinweise auf Erkrankung der Atmungsorgane zu erhalten. Sie dient zur Beurteilung der körperlichen Belastbarkeit und Operabilität, sowie zur Objektivierung therapeutischer Maßnahmen.

Im Lungenfunktionslabor der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen sind z. Zt. vier verschiedene Geräte im Einsatz. Da von der Genauigkeit einer Prüfung der Lungenfunktion z. B. ein chirurgischer Eingriff abhängig gemacht werden kann, war es interessant zu erfahren, welche Ergebnisse von verschiedenen Geräten bei vergleichenden Modell-Messungen erhalten werden.

Die technischen Einzelheiten der jeweiligen Untersuchungsmethode werden in den einzelnen Abschnitten der Untersuchungsergebnisse dargestellt.

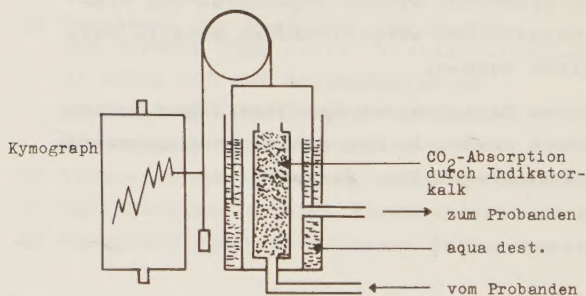
## II) METHODIK

### 1) Geschlossenes und offenes Spirographensystem

#### a) Das geschlossene System

Der Proband inspiriert aus dem gleichen Behälter, in den er expiriert. Das ausgeatmete  $\text{CO}_2$  wird durch einen mit Indikatoralkalk gefüllten Absorber entfernt. Durch eine Pumpe wird das Gerät so ausbalanciert, daß bei einer bestimmten Pumpengeschwindigkeit am Mundstück der Druck Null gemessen wird. Die einzelnen Atemzüge werden durch die Bewegung der Spirometerglocke über ein mechanisches Schreibsystem aufgezeichnet. Einatmungsteil und Ausatmungsteil sind durch das Spirometer verbunden, das das gemeinsame Gasreservoir darstellt.

Abbildung 1: Schema des ventilgesteuerten Benedict-Roth Spirographen, nach H. Bartels ( 2 )

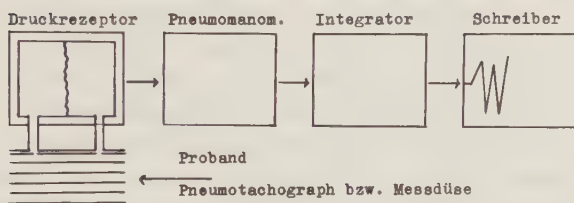


#### b) Das offene System

Der Proband atmet die umgebende Raumluft ein, und in sie aus. Der Anschluß erfolgt über ein Mundstück an

einen Messkopf. Die Atemluft des Probanden wird durch genau definierte Strömungswiderstände geleitet, an denen proportional zur Durchströmungsgeschwindigkeit ein Druckabfall entsteht. Ein Differentialdruckrezeptor wandelt die Druckwerte in elektrische Potentiale um. Sie werden durch einen Integrator elektronisch in die entsprechenden Volumina umgerechnet, und dann auf dem Registriergerät in Form einer Spirographiekurve dargestellt.

**Abbildung 2:** Schematischer Aufbau des geschlossenen Systems



## 2) Die untersuchten Geräte

Gerät A, Baujahr 1956, geschlossener Typ, Kurzbezeichnung: Zweiglockenspirometer

Es handelt sich hierbei um zwei komplette Systeme mit Spirometern, Absorbern und Gebläsen. Volumenänderungen der Spirometer werden auf einem gemeinsamen Kymographen registriert. Der Kymograph besitzt drei Geschwindigkeiten von 30, 60, und 1200 mm/min. Bei der gewöhnlichen Ruhespirographie wird das linke System mit Luft, das rechte mit Sauerstoff gefüllt. Durch ein elektromagnetisch gesteuertes Ventil wird automatisch aus dem rechten System soviel Sauerstoff in das linke gegeben, wie vom Probanden verbraucht wird.

Außerdem kann durch einfaches Umschalten eines Dreigegehaltes der Proband an das rechte System angeschlossen werden. So kann ohne Unterbrechung von Luft auf Sauerstoffatmung übergegangen werden. Das vorherige Nachfüllgasometer wird somit zum Spirometer.

Gerät B, Baujahr 1965, geschlossener Typ, Kurzbezeichnung: Einglockenspirometer

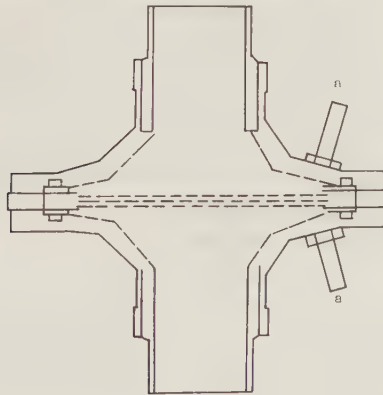
Das Gerät besteht aus einem wasserabgeschlossenen Einglockenspirometer, einem Luftumwälzgebläse, und einer Absorptionseinrichtung für  $\text{CO}_2$ . Die Bewegungen der Glocke werden durch ein dreistufiges Kymographion registriert. Die Geschwindigkeit beträgt wahlweise 30, 60, und 1200 mm/min. Die Wasserfüllung des Spirometers beträgt fünf Liter. Es wird außen am Glockenrand gefüllt, und über einen Wasserablasshahn an der Geräterückseite entleert. Bei diesem Einglockenspirometer wird die Volumenstabilisation durch zwei  $\text{O}_2$ -Zufuhrhähne geregelt. Einer dient als Haupthahn ( auf und zu ), und mit dem  $\text{O}_2$ -Regelventil wird die jeweils benötigte  $\text{O}_2$ -Überlaufmenge einreguliert.

Gerät C, Baujahr 1960, offener Typ, Kurzbezeichnung: Siebwiderstand

Der entscheidende Unterschied der Geräte des offenen Typs liegt in der Konstruktion der Messköpfe. Bei Gerät C finden zwei äußerlich gleich erscheinende Messköpfe Verwendung. Der Querschnitt des Messkopfes Nummer eins kann durch Magnetbetätigung verkleinert werden. Dies dient zur Anpassung an kleinere Atemstromstärken ( Kinder ). Bei rhythmischer, kurzfristig durch Magnetbetätigung ausgelöster Erhöhung des Messwiderstandes kann ein Pneumogramm mit aufgesetzten Druckzacken geschrieben werden, deren Höhe zur Berechnung des inneren Strömungswiderstandes in den Atemwegen dient. Der Messkopf Nummer zwei hat einen festen Strömungswiderstand, und wird für normale und maximale Atem-

stromstärken benutzt. Die Messwiderstände enthalten sehr feinmaschige Siebe aus drei Lagen Drahtgeflecht von jeweils 215 Maschen pro  $\text{mm}^2$  aus  $V_2A$ -Draht. Nach Angabe des Herstellers weisen sie bis zu acht Millionen Maschen auf. Durch die Aufteilung des Atemluftstromes in so viele Teilströme wird in den einzelnen Maschen eine laminare Strömungsform und damit Proportionalität zwischen Stromstärke und Druckabfall erreicht. Die Siebe sind elektrisch beheizt, um eine störende Kondenswasserbildung durch den Feuchtigkeitsgehalt der Atemluft zu vermeiden.

Abbildung 3: Schematische Darstellung des Messkopfes von Gerät C



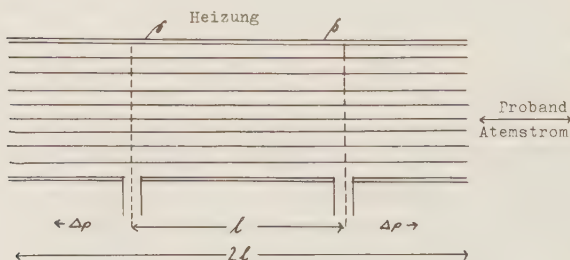
Die Druckdifferenz zwischen beiden Seiten des Widerstandssiebes wird über Schläuche der Druckwandlerkapsel (a) zugeführt.

Gerät D, Baujahr 1963, offener Typ, Kurzbezeichnung:  
Fleisch'sche Düse

Dieses Gerät verwendet die Düse nach Fleisch. Die

Fleisch'sche Düse ist ein Rohr mit ca. 3 cm Durchmesser und 10 cm Länge. Der Querschnitt ist in zahlreiche, parallel geschaltete enge Röhrchen unterteilt, die eine laminare Strömung bewirken. An beiden, mit  $a$  bezeichneten, Stellen wird durch Manometer der statische Druck auf die Wand, und bei der Atmung durch die Düse, die Druckdifferenz zwischen den beiden Abnahmestellen gemessen. Die Außenwand wird durch einen Heizdraht erwärmt, um Kondenswasserbildungen zu vermeiden. Da die Druckabnahme pro Längeneinheit proportional der Durchflusgeschwindigkeit des Gases ist, wird somit die Atemstromgeschwindigkeit ermittelt, und aus ihr durch Integration das Atemvolumen bestimmt. Die den Messköpfen beigegebenen Werte ( z. B. bei Düse 3: 5 mm - 3,89 l/sec ) sind ein Maß für den Druckabfall pro Strömungseinheit. Der pneumatische Widerstand der Düse ist jedoch annähernd doppelt so hoch, wie der aus diesem Wert errechenbare Widerstand, weil die Widerstand erzeugenden Lamellen zur Unterdrückung von Verwirbelungen etwa doppelt so lang ( 2  $l$  ) wie die eigentliche Messtrecke sind.

Abbildung 4: Schema eines Pneumotachographiekopfes



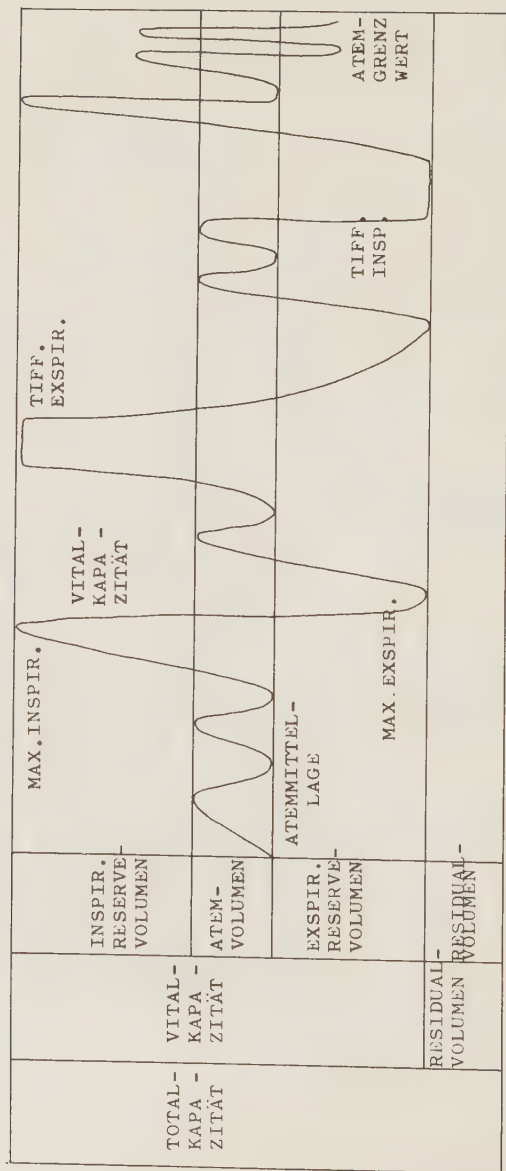
### 3. Das Standardprogramm der Lungenfunktionsprüfung

Tabelle 1:

|                                                                                 |                                                                                                                                         |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Atemfrequenz                                                                    | Anzahl der Atemzüge je Minute                                                                                                           |
| Atemzeitquotient                                                                | Inspirationszeit dividiert durch Expirationszeit                                                                                        |
| Atemvolumen (Respirationsv., Atemzugvol.)                                       | Luftvolumen, das bei Ruheatmung bei einem Atemzug in- u. expiriert wird                                                                 |
| Expir. Reservevol. (Reserveluft)                                                | Maximales Luftvolumen, das nach normaler Expiration noch ausgeatmet werden kann                                                         |
| Inspir. Reservevol.                                                             | max. Luftvolumen, das nach normaler Inspir. noch eingeatmet werden kann                                                                 |
| Vitalkapazität                                                                  | Luftvolumen, das nach tiefster Inspiration maximal ausgeatmet werden kann, bzw. nach tiefster Expiration maximal eingeatmet werden kann |
| Atemstoßtest (expiratorische Sekundenkapazität, 1-Sekundenwert, Tiffeneau-Test) | Luftvolumen, das nach maximaler Inspiration innerhalb einer Sekunde ausgeatmet werden kann; angegeben in Prozent der Vitalkapazität     |
| Atemgrenzwert                                                                   | maximales Luftvolumen, das in einer Minute in- und expiriert werden kann, gemessen über 10 Sekunden                                     |
| Atemminutenvolumen                                                              | Produkt aus Atemvolumen und Atemfrequenz. In Liter/Minute quantitativ gemessen                                                          |

Das Standardprogramm der Lungenfunktionsprüfung

Abbildung 5



### III) DIE UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE

#### 1) Vergleich der Bedienung

Die Bedienung ist bei beiden Geräten des geschlossenen Typs unkompliziert und schnell erlernbar. Eine Eichung ist ( mit Ausnahme der Kymographiongeschwindigkeit beim Zweiglockenspirometriegerät, s.u. ) nicht erforderlich. Bei beiden Geräten empfiehlt der Hersteller eine Vorwärmzeit von 30 Minuten, um während der Messung eine konstante Temperatur zu haben. Denn Temperaturschwankungen innerhalb des Systems führen ebenso wie Luftdruckschwankungen zu Volumenveränderungen, und damit über die Volumenstabilisation zu scheinbaren  $O_2$ -Schwankungen. Nach Ablauf der Vorwärmzeit sind die Geräte betriebsbereit.

Die Bedienung beider Geräte des offenen Typs erfordert ein gewisses technisches Verständnis, und ist nicht so unkompliziert wie die Bedienung der oben besprochenen Geräte. Bei beiden Geräten ist nach Ablauf der Vorwärmzeit von 15 Minuten eine genaue Eichung erforderlich. Sie erfordert sorgfältiges Vorgehen, und dauert auch bei geübtem Personal ca. 10 Minuten. Anschließend muß noch der Abgleich mit dem Koordinatenschreiber vorgenommen werden. Allerdings ist der einmal gemachte Abgleich bei neuen Messungen nur zu überprüfen, und gelegentlich nachzuregulieren.

#### 2) Vergleich der Schreibereinrichtung

##### Gerät A ( Zweiglockenspirometer )

Volumenänderungen der Spirometer werden auf einem gemeinsamen Kymographion registriert. Es besteht aus der Schreibtrommel, der Vorrattstrommel, den an den Schreibhebeln der Spirometer angebrachten Tintenschreibern, und einem Elektromotor. Die Registriergeschwindigkeit beträgt wahlweise 30, 60, 1200 mm/min.

Die Einstellung erfolgt mit einem Drehknopf.

Gerät B ( Einglockenspirometer )

Das Kymographion besteht aus der Schreibtrommel, der Vorrattstrommel, dem am Schreibhebel des Spirometers angebrachten Tintenschreiber, und den Synchronmotoren. Durch Drucktasten sind Kymogeschwindigkeiten von 30, 60 und 1200 mm/min einstellbar.

Gerät C ( Siebwiderstand )

Das Gerät verfügt über keinen eigenen Registrierteil. Im Lungenfunktionslabor der Universität ist es mit einem 6- Kanalschreiber gekoppelt, der mit Synchronmotoren betrieben wird. Für Lungenfunktionsprüfungen werden die Geschwindigkeiten 30, 60 und 1200 mm gewählt.

Gerät D ( Düse nach Fleisch )

Das Gerät besitzt einen x-y-Koordinatenschreiber. Mit einem Stufenschalter sind die Geschwindigkeiten 254; 127; 50; 25; 12,5; 5; 2,5; 1,25; und 0,5 mm/sec einstellbar. Für die Aufzeichnung von Spirogrammen werden vorzugsweise die Geschwindigkeiten 25, 5, und 0,5 mm/sec verwendet.

Mit Hilfe einer geeichten Stoppuhr wurden die vom Hersteller angegebenen Geschwindigkeiten in jeweils vier Messungen überprüft.

Tabelle 2: Durchschnittlicher Messfehler bei verschiedenen Registriergeschwindigkeiten

|         | Messungen | Ermittelter Messfehler im Durchschnitt bei |      |      |      |             |
|---------|-----------|--------------------------------------------|------|------|------|-------------|
|         |           | 30                                         | 60   | 75   | 1200 | 1500 mm/min |
| Gerät A | vier      | 1,6%                                       | 3,3% | —    | 3,9% | —           |
| Gerät B | vier      | 0,2%                                       | 0,3% | —    | 0,2% | —           |
| Gerät C | vier      | 0,1%                                       | 0,2% | —    | 0,2% | —           |
| Gerät D | vier      | 6,4%                                       | —    | 2,8% | —    | 0,1 %       |

Tabelle 3: Wiederholung der Messung der Registrier-  
geschwindigkeit nach Nachregulierung des  
Gerätes A, und nach Werksüberholung von  
Gerät D

| Messungen |      | Ermittelter Meßfehler im<br>Durchschnitt bei |      |      |      |            |
|-----------|------|----------------------------------------------|------|------|------|------------|
|           |      | 30                                           | 60   | 75   | 1200 | 1500mm/min |
| Gerät A   | vier | 0,8%                                         | 1,0% | —    | 1,2% | —          |
| Gerät D   | vier | 6,0%                                         | —    | 2,6% | —    | 0,0%       |

### 3) Vergleich der Toträume

Die verschiedene Konstruktion der Geräte des offenen  
und des geschlossenen Systems bewirkt eine stark von-  
einander differierende Totraumgröße.

Tabelle 4: Vergleich der Toträume

| Geschlossenes System      | Totraumgröße        |
|---------------------------|---------------------|
| Gerät A                   | 28 cm <sup>2</sup>  |
| Gerät B                   | 28 cm <sup>2</sup>  |
| Offenes System            |                     |
| Gerät C (Meßkopf 1 und 2) | 200 cm <sup>2</sup> |
| Gerät D Meßkopf Nr.3      | 125 cm <sup>2</sup> |
| Meßkopf Nr.4              | 280 cm <sup>2</sup> |

#### 4) Vergleich der Pumpeinrichtung der Geräte A und B

Nach vorheriger Eichung wurde das Druckmessgerät  
mit dem Mundstück des Spirographen verbunden

a) Gerät A

Abbildung 6: Abhängigkeit des Druckes am Mundstück  
des Spirographen vom Pumpvolumen

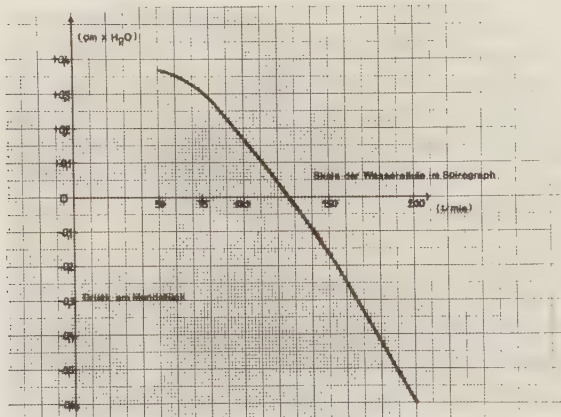


Tabelle 5: Ergebnisse der Druckmessung am Mund-  
stück des Spirographen bei verschie-  
denem Pumpvolumen

| Anzeige d. Gerätepumpe<br>( Liter/Minute) | Skalenteile d.<br>Druckmeßgerätes | cm x H <sub>2</sub> O |
|-------------------------------------------|-----------------------------------|-----------------------|
| 200                                       | -38                               | -0,6                  |
| 150                                       | -10                               | -0,16                 |
| 100                                       | +10                               | +0,16                 |
| 75                                        | +20                               | +0,32                 |
| 50                                        | +23                               | +0,37                 |

Umrechnung : 50 Skalenteile des Druckmeßgerätes entsprachen einem Druck von  $0,8 \text{ cm x H}_2\text{O}$   
 Der für die Patientenuntersuchung erforderliche Druck Null am Mundstück wird bei Gerät A erst bei einer Anzeige der Gerätepumpe von 122 l/min erreicht.  
 Laut Betriebsanleitung soll der Druck Null bei einer Einstellung von 75 l/min erreicht werden.

b) Gerät B

Abbildung 7 : Abhängigkeit des Druckes am Spirographenmundstück vom Pumpvolumen

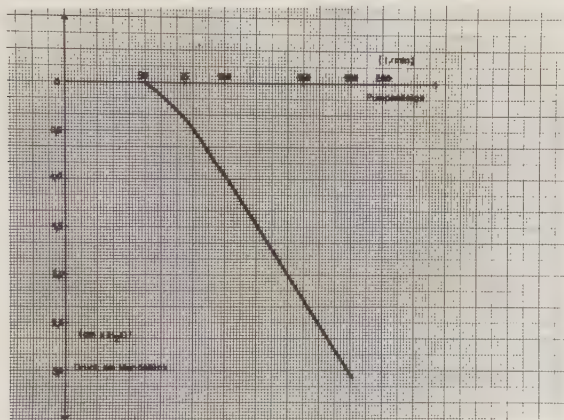


Tabelle 6 : Ergebnisse der Druckmessung am Spirographenmundstück bei verschiedenem Pumpvolumen

| Anzeige d. Gerätepumpe<br>(Liter/Minute) | Skalenteile d.<br>Druckmeßgerätes | cm x H <sub>2</sub> O |
|------------------------------------------|-----------------------------------|-----------------------|
| 180                                      | - 48                              | - 3,08                |
| 150                                      | - 35                              | - 2,24                |
| 100                                      | - 15                              | - 0,98                |
| 75                                       | - 6                               | - 0,38                |
| 50                                       | 0                                 | 0                     |

Umrechnung: 50 Skalenteile des Druckmessgerätes  
entsprachen einem Druck von 3,2 cm x H<sub>2</sub>O

Der für die Patientenuntersuchung erforderliche Druck  
Null am Mundstück wird bei Gerät B schon bei einer  
Anzeige der Gerätepumpe von 55 l/min erreicht. Laut  
Betriebsanleitung soll das Gerät B so austariert  
sein, daß erst bei einer Einstellung von 100 l/min  
am Mundstück der Druck Null gemessen wird.

# 5) Vergleich der Messköpfe der Geräte des offenen Typs

## a) Vergleich der Strömungsfehler

Die Strömungsfehler wurden nach dem relativen Unterschied zwischen dem inspiratorischen und dem expiratorischen Ausschlag beurteilt. Die verwendete Sinuspumpe hatte bei einer Frequenz von 30/min einen Hub von 3 l. Die Anströmung der Düse wurde durch verschiedenen Anschluß an die Sinuspumpe verändert. ( Kurzes gerades Schlauchstück, langes gebogenes Schlauchstück, zentrierte 8 mm Lochblende, 6 mm dezentrierte 8 mm Lochblende ).

Als Maß für die Unsymmetrie zwischen In- und Expiration wurde  $\frac{\Delta V}{V}$ , mit  $\Delta V = V_{\text{ex}} - V_{\text{in}}$  verwendet. Die maximale Streuung  $(\frac{\Delta V}{V})_{\text{max.}} - (\frac{\Delta V}{V})_{\text{min.}}$  der Werte  $\frac{\Delta V}{V}$  für die verschiedenen Anschlußarten ist ein Maß für die Empfindlichkeit der Düse gegenüber wechselnder Anströmung. Die Ergebnisse der Messungen an der Düse des Gerätes C " Siebwiderstand " sind in der folgenden Tabelle mit den entsprechenden Werten des Gerätes D " Fleisch'sche Düse " verglichen.

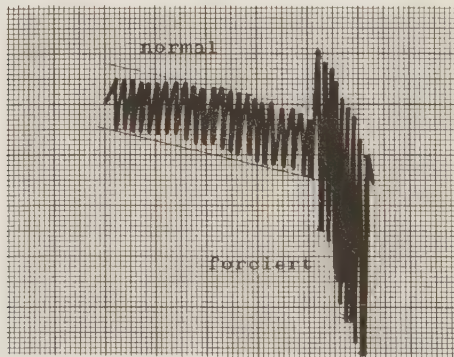
Tabelle 7: Strömungsfehler bei verschiedener Anströmung

| Gerät C<br>Düse 2                                                                | Gerät D<br>Fleisch'sche Düse Nr. 4 |
|----------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|
| Kurzes Schlauchstück 1,4%                                                        | 3,8%                               |
| gebogener langer Schlauch 1,2%                                                   | 6,9%                               |
| um 6mm dezentrierte Lochblende auf der den Druckabnehmern zugewandten Seite 0,9% | 6,7%                               |
| abgewandte Seite 11,0%                                                           | 8,7%                               |
| zentrierte 8mm Lochblende 1,3%                                                   | 1,7%                               |
| maximale Streuung 10,0%                                                          | 12,5%                              |

b) Vergleich des Temperatureffektes

Nach Einatmen von Zimmerluft ergibt sich eine temperaturbedingte Volumensteigerung der Ausatemluft. Sie kommt durch die Wärmeausdehnung, und durch die Änderung der Zusammensetzung zustande. Diese relative Vergrößerung des Expirationsvolumens bewirkt bei Gerät C " Siebwiderstand " bei Ruheatmung ein Abwandern der Atemvolumenkurve in expiratorischer Richtung um teilweise fünf Prozent je Atemzug. Bei forcierter Atmung beträgt das Abwandern sogar bis zu zehn Prozent je Atemzug. Bei Gerät D " Düse nach Fleisch " sind diese Abweichungen wesentlich geringer.

Abbildung 8: Schematisierte Darstellung des Abwanderns der Atemvolumenkurve in expiratorischer Richtung bei normaler und forcierter Atmung



5) Vergleich der Messköpfe der Geräte

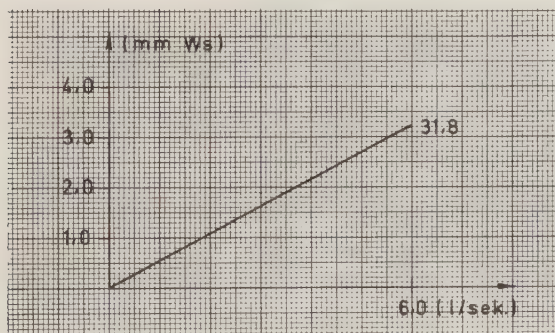
C und D

(offener Typ)

c) Vergleich der Linearität

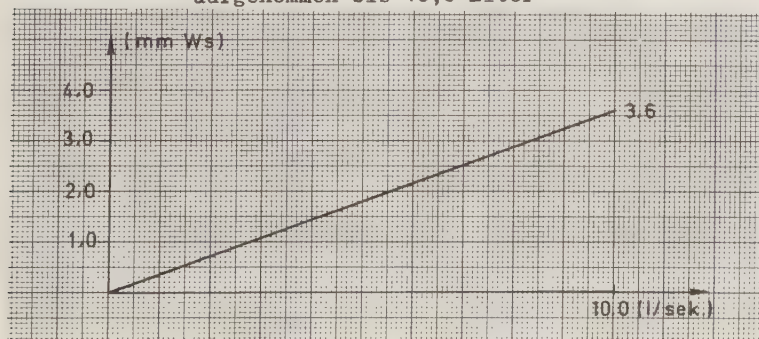
Gerät C (Siebwiderstand)

Abbildung 9: Kennlinie der Messdüse 1,  
aufgenommen bis 6 Liter



Im untersuchten Bereich ist die Kennlinie linear.  
Der Druckabfall beträgt in diesem Bereich  $5,3 \frac{\text{mm Ws}}{\text{l/sec}}$ .

Abbildung 10: Kennlinie der Messdüse 2,  
aufgenommen bis 10,0 Liter

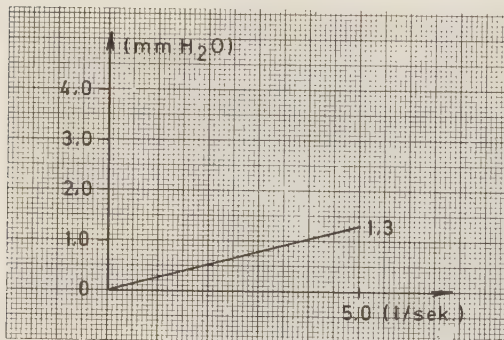


Im untersuchten Bereich ist die Kennlinie linear.  
Der Druckabfall beträgt  $3,6 \frac{\text{mm Ws}}{\text{l/sec}}$ .

c) Vergleich der Linearität

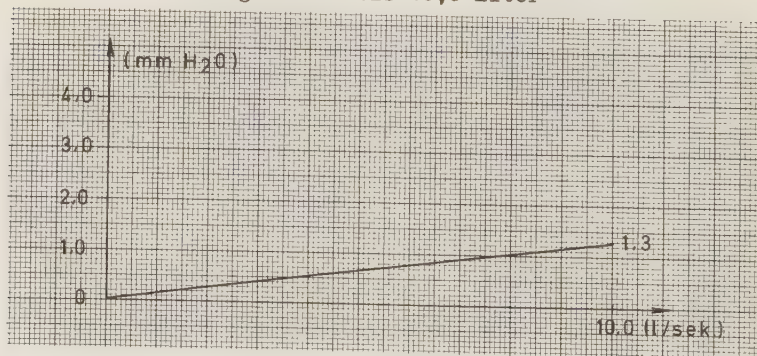
Gerät D (Düse nach Fleisch)

Abbildung 11: Kennlinie der Messdüse 3,  
aufgenommen bis 5 Liter



Im untersuchten Bereich ist die Kennlinie linear.  
Der Druckabfall beträgt  $2,6 \frac{\text{mm Ws}}{\text{l/sec}}$ .

Abbildung 12: Kennlinie der Messdüse 4,  
aufgenommen bis 10,0 Liter



Im untersuchten Bereich ist die Kennlinie linear.  
Der Druckabfall beträgt  $1,3 \frac{\text{mm Ws}}{\text{l/sec}}$ .

## 6) Reinigung und Sterilisation

### a) Geschlossenes System

Die Geräte A und B gestalten durch ihre Konstruktion ( Größe, innerer Aufbau, Verschiedenheit der verwendeten Materialien ) eine vollständige Sterilisation als fast unmöglich im täglichen Einsatz.

### b) Offenes System

Die Atemdüsen des Gerätes C sind abnehm- und zerlegbar. Da die Genauigkeit der Messungen mit davon abhängig ist, daß die Siebeinsätze der Atemdüsen ihren bei der Eichung ermittelten Strömungswiderstand beibehalten, muß auf Sauberkeit und sachgemäße Behandlung besonders geachtet werden. So nahm der Druckabfall einer länger in Betrieb befindlichen Düse nach Spülen in einem Haushaltsreinigungsmittel und Trocknen mit einem Föhn um sechs Prozent ab !

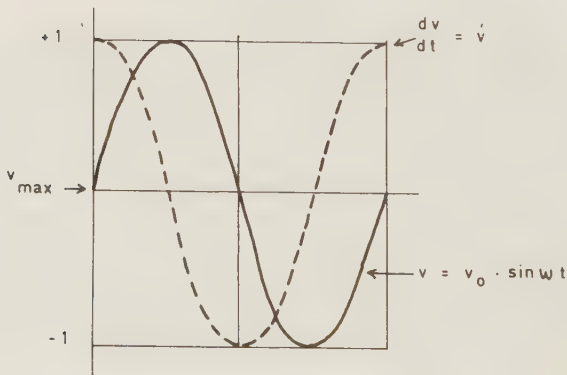
Die Pneumotachographieköpfe nach Fleisch des Gerätes D sind konstruktionsbedingt nicht so verschmutzungsanfällig wie die oben genannte Feingitterdüse. So änderte sich die Kennlinie einer Fleisch'schen Düse ( Nr. 3 ), die die gleiche Zeit in Betrieb war, nach sorgfältiger Reinigung nicht meßbar.

### 7) Vergleich des inneren Gerätewiderstandes

Zur Messung des inneren Widerstandes der Geräte A und B des geschlossenen Typs wurde die untenstehende Versuchsanordnung verwandt. Eine Sinuspumpe ( mit einer Pumpleistung von 1 Liter, 2 Liter und 3 Liter pro Hub, und einer Drehzahl von 15 U/min, 30 U/min oder 60 U/min ) wurde durch ein glattes Schlauchstück von 1 m Länge mit dem zu untersuchenden Spirographen verbunden. Durch eine am Eingang des Spirographen angebrachte Meßsonde wurde die Druckdifferenz zwischen Innen- und Außendruck mit Hilfe eines geeichten Differenzdruckrezeptors gemessen. Das dazu gehörige Druckmessgerät war mit einem Registriergerät verbunden, das die Schwingungen aufzeichnete. Der zeitliche Verlauf von  $\dot{v}$  ( Durchströmungsgeschwindigkeit ) errechnete sich aus dem Hub und der Geschwindigkeit der Pumpe. Sämtliche Messwerte für die Rechnung wurden an der Stelle  $\dot{v}_{\max}$  abgenommen.

Abbildung 13: Geometrische Darstellung der Funktionen

$$\frac{dv}{dt} = \dot{v}, \text{ und } v = v_0 \cdot \sin \omega t$$



Rechengang :

$$v = v_0 \cdot \sin \omega t;$$

$$\frac{dv}{dt} = v_0 \cdot \omega \cos t;$$

$$\frac{dv}{dt} = v = v_0 \omega \cos \omega t;$$

$$v_{\max} = v_0 \omega \cos \omega 0;$$

$$v_{\max} = v_0 \cdot \omega;$$

$$R = \frac{P_{\max}}{v_{\max}} = \frac{P_{\max}}{v_0 \cdot \omega};$$

Die höchste Strömungs-  
geschwindigkeit ist vorhanden,  
wenn  $\cos t = 1$  ist.  
Dies ist der Fall bei  $t = 0$ ;

$p$  ist identisch mit der  
Druckdifferenz am Diffe-  
renzdruckrezeptor, und  
proportional der Strömungs-  
geschwindigkeit

$v_0 = 0,5$  l bei 1 l Pumpleistung

$v_0 = 1,0$  l bei 2 l Pumpleistung

$v_0 = 1,5$  l bei 3 l Pumpleistung

$$\omega = 2\pi f;$$

$$\omega_{15} = 2\pi \cdot 15 \left( \frac{1}{\min} \right); \omega_{15} = \frac{2\pi \cdot 15}{60} \left( \frac{1}{\sec} \right); \omega_{15} = 1,57 \left( \frac{1}{\sec} \right);$$

$$\omega_{30} = 2\pi \cdot 30 \left( \frac{1}{\min} \right); \omega_{30} = \frac{2\pi \cdot 30}{60} \left( \frac{1}{\sec} \right); \omega_{30} = 3,14 \left( \frac{1}{\sec} \right);$$

$$\omega_{60} = 2\pi \cdot 60 \left( \frac{1}{\min} \right); \omega_{60} = \frac{2\pi \cdot 60}{60} \left( \frac{1}{\sec} \right); \omega_{60} = 6,28 \left( \frac{1}{\sec} \right);$$

Tabelle 8 :  $v_0 \cdot \omega$  bei verschiedener Umdrehungszahl und  
verschiedenem Pumpvolumen

| $\omega \backslash v_0$ | 0,5 l | 1,0 l | 1,5 l |
|-------------------------|-------|-------|-------|
| $\omega_{15}$           | 0,78  | 1,57  | 2,35  |
| $\omega_{30}$           | 1,57  | 3,14  | 4,71  |
| $\omega_{60}$           | 3,14  | 6,28  | 9,42  |

$$R = \frac{p_{\max}}{v_{\max}} = \frac{p_{\max}}{v_o \cdot \omega}$$

Eichfaktor : 50 mm = 100 mm H<sub>2</sub>O ;

$$1 \text{ mm} = \frac{100}{50} \text{ mm H}_2\text{O} = 0,2 \text{ cm H}_2\text{O} ;$$

$p_{\max}$  = Eichfaktor mm Ausschlag der Kurve ;

$$p_{\max} = 0,2 \text{ cm H}_2\text{O} \cdot 2,05 \text{ cm (Kurvenausschlag)} = 4,1 \text{ cm H}_2\text{O} ;$$

Abbildung 14 / 15 : Registrierte Druckmesskurve bei verschiedenem Pumpvolumen, gemessen an Gerät A

a) Pumhub : 2 l

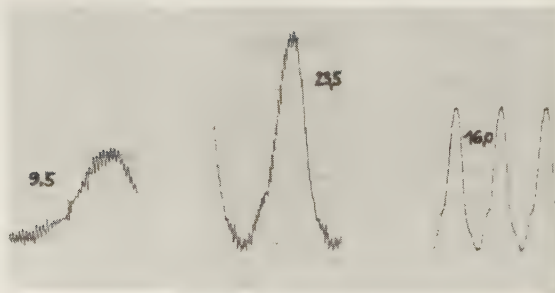


2 l, 15 U/min

2 l, 30 U/min

2 l, 60 U/min

b) P .phub : 3 l



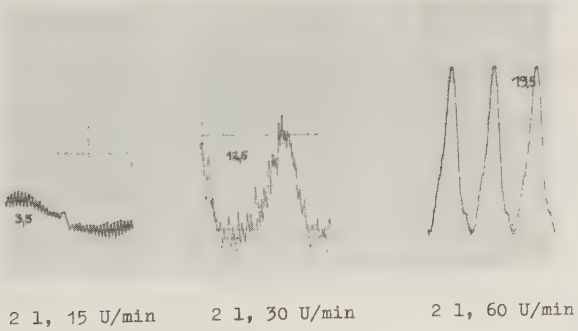
3 l, 15 U/min

3 l, 30 U/min

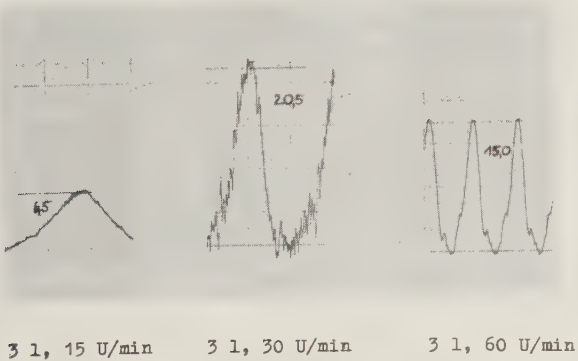
3 l, 60 U/min

Abbildung 16 / 17 : Registrierte Druckmesskurven bei  
verschiedenem Pumpvolumen, ge-  
messen an Gerät B

a) Pumphub : 2 l



b) Pumphub : 3 l



# Berechnung des Widerstandes R

$$R = \frac{p_{\max}}{v_o \cdot \omega} ;$$

$$p_{\max} = \text{Eichfaktor ( cm.H}_2\text{O )} \times \text{maximaler Kurvenaus- schlag ( mm )};$$

$$v_o \cdot \omega = \text{siehe Tabelle} ;$$

Rechenbeispiel :

Gerät A; Pumpleistung : 2 l, 15 U/min; Eichfaktor: 0,2;

$$p_{\max} = 0,2 \times 5,5 ;$$

$$p_{\max} = 1,1 \text{ (cm.H}_2\text{O)};$$

$$v_o \cdot \omega = 1,0 \cdot \omega_{15};$$

$$v_o \cdot \omega = 1,57 \text{ (1/sec)};$$

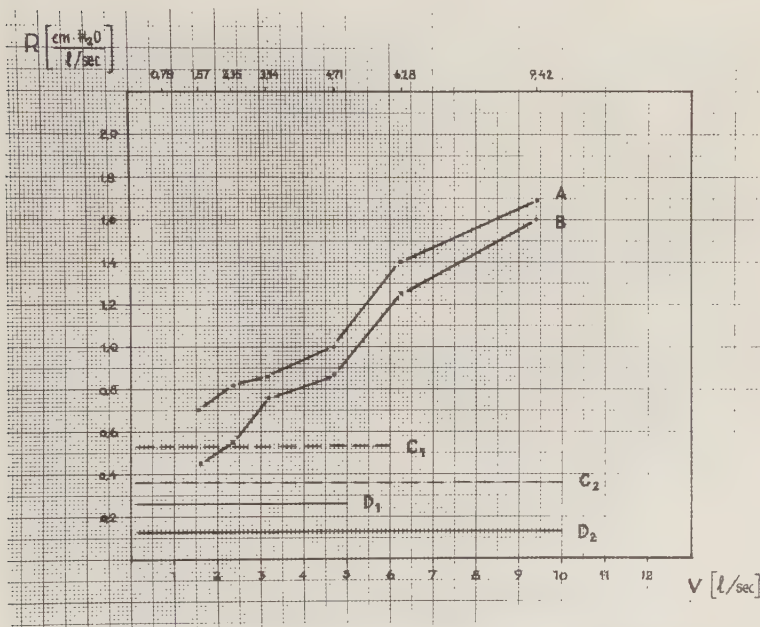
$$R = \frac{1,1}{1,57} ;$$

$$R = 0,7 \left( \frac{\text{cm H}_2\text{O}}{1/\text{sec}} \right);$$

Tabelle 2 : Der innere Widerstand der Geräte A und B, in Abhängigkeit von der Pumpleistung

| Gerät A | 15 U/min | 30 U/min | 60 U/min |
|---------|----------|----------|----------|
| 2 l     | 0,70     | 0,86     | 1,40     |
| 3 l     | 0,82     | 1,0      | 1,69     |
| Gerät B | 15 U/min | 30 U/min | 60 U/min |
| 2 l     | 0,45     | 0,76     | 1,25     |
| 3 l     | 0,55     | 0,87     | 1,60     |

Abbildung 18: Der Widerstand  $R$  der Geräte A und B, sowie der Messköpfe der Geräte C und D, in Abhängigkeit von der Strömungsgeschwindigkeit  $v$

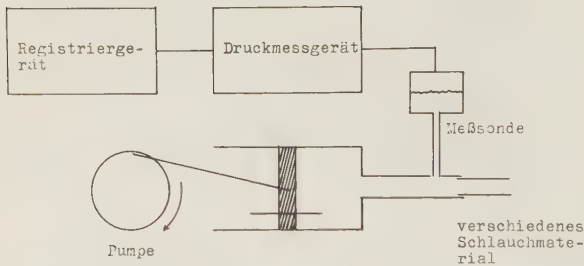


- A : Zweiglockenspirometer
- B : Einglockenspirometer
- C : Gerät mit Siebdüse
  - C 1 : Messkopf 1
  - C 2 : Messkopf 2
- D : Gerät mit Fleisch'scher Düse
  - D 1 : Messkopf 3
  - D 2 : Messkopf 4

### 8) Vergleich von verschiedenem Schlauchmaterial

Zur Messung des Widerstandes von glattem und gewelltem Schlauchmaterial wurde nachstehend skizzierte Versuchsanordnung verwandt.

Abbildung 19: Versuchsaufbau zur Widerstandsmessung



#### a) Messungen mit glattem Schlauchmaterial

Schlauchlänge : 61 cm;

Eichfaktor : 24 mm  $\hat{=}$  80 mm Wassersäule; ( s. Abb. 20 )

also 1 mm =  $8/24 = 0,33$ ;

Die Pumpleistung

betrug : 3 Liter, 60 U/min;

$\Delta p_{\max} = \text{Eichfaktor} \times \text{mm-Ausschlag};$

$\Delta p_{\max} = 0,33 \quad \times 9,5;$

$\Delta p_{\max} = 3,13;$

$v_o \times \omega = 1,5 \times 6,28;$

$\dot{v}_o \times \omega = 9,42;$

$R = \Delta p_{\max} / \dot{v}_o \times \omega = \frac{3,13}{9,42} = 0,33;$  abzüglich R ohne Schlauch

Eichfaktor : 0,33;

$\Delta p_{\max} = \text{Eichfaktor} \times \text{mm-Ausschlag};$

$\Delta p_{\max} = 0,33 \quad \times 6,0;$

$\Delta p_{\max} = 1,98;$

$v_o \times \omega = 9,42;$

$R (\text{ ohne Schlauch }) = 1,98 / 9,42 = 0,21;$

$R (\text{ Schlauch }) - R (\text{ ohne Schlauch }) = 0,33 - 0,21 = 0,12;$

umgerechnet auf 1 m =

$R \sim 0,20 \frac{\text{cm} \times \text{H}_2\text{O}}{1/\text{sec}}$

b) Messung mit gewelltem Schlauch

Schlauchlänge : 90 cm;

Eichfaktor : 0,33;

$\Delta p_{\max} = \text{Eichfaktor} \times \text{mm-Ausschlag};$

$\Delta p_{\max} = 0,33 \quad \times 18,0;$

$\Delta p_{\max} = 5,94;$

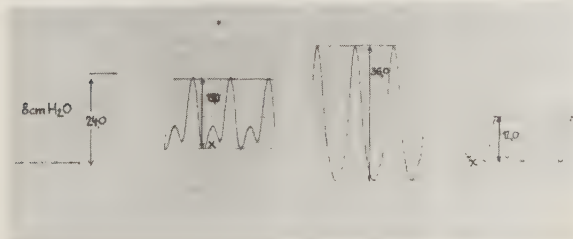
$v_o \times \omega = 9,42;$

$R = 5,94 / 9,42 = 0,63;$

umgerechnet auf 1 m =

$R \sim 0,48 \frac{\text{cm} \times \text{H}_2\text{O}}{1/\text{sec}};$

Abbildung 20 : Die registrierten Messkurven



|           |               |                |               |
|-----------|---------------|----------------|---------------|
| Eichkurve | glatter Schl. | gerippt. Schl. | ohne Schl.    |
|           | 61 cm         | 90 cm          |               |
|           | 3 l, 60 U/min | 3 l, 60 U/min  | 3 l, 60 U/min |

Die kleinen, mit x bezeichneten, Wellen werden durch Eigenschwingungen der Luftsäule im Schlauch hervorgerufen.

Ergebnisse :

Für einen Meter glatten Schlauch ergab sich der Wert

$$R = 0,20 \left( \frac{\text{cm} \times \text{H}_2\text{O}}{1/\text{sec}} \right);$$

Für einen Meter gerippten Schlauch ergab sich der Wert

$$R = 0,48 \left( \frac{\text{cm} \times \text{H}_2\text{O}}{1/\text{sec}} \right);$$

Der Widerstand eines gerippten Schlauches war also 2,4 mal so groß, wie der Widerstand eines glatten Schlauches von gleichem Material, gleichem mittleren Durchmesser und gleicher Länge.

#### IV) Diskussion der Ergebnisse für Lungenfunktionsuntersuchungen

Mit allen vier untersuchten Geräten lassen sich bei sachgemäßer Bedienung brauchbare Resultate erzielen. Die verschiedenen Systeme und Konstruktionen der Geräte bringen es jedoch mit sich, daß bei den einzelnen Untersuchungen von einander differierende Meßergebnisse auftreten, die bisweilen sogar erheblich über dem zugebilligten Meßfehler von 2 % liegen.

Die Bedienungsunterschiede der untersuchten Geräte wurden unter III) 1) bereits besprochen, deshalb soll hier auf die Schreibereinrichtung zuerst eingegangen werden. Da Fehler bei der Registrierung durch zu schnellen oder zu langsamen Papierablauf in jede Messung eingehen, muß auf die Einhaltung der genauen Registriergeschwindigkeit besonders großer Wert gelegt werden. Bei Gerät A empfiehlt sich zur Verbesserung der Genauigkeit eine gelegentliche Nachregulation der Stellschraube. Bei richtiger Einstellung bleibt der Fehler dann unter der 2 %- Grenze. Trotz Werksüberholung registrierte der Koordinatenschreiber des Gerätes D bei langsamen Geschwindigkeiten (5 mm/min, 25 mm/min) mit einer Fehlerquote von bis zu 6 % ! Am genauesten arbeiten die mit einem Synchronmotor ausgestatteten Geräte. (Gerät B und Gerät C). Hier bleibt der Fehler unter 1 %. Der durchschnittlich gemessene Fehler von 0,5 % beruht auf Meßfehlern und Inkonzanz der Netzfrequenz.

Der Totraum beider Geräte des offenen Typs ( Gerät C und Gerät D ) ist gegenüber dem Totraum der Geräte des geschlossenen Typs wesentlich vergrößert.

( z.B. ist der Totraum des Zwei- oder Einglocken-  
spirometer mit  $28 \text{ cm}^2$  fast siebenmal kleiner als  
der Totraum beim Meßwiderstand des Gerätes C  
( Siebwiderstand ) mit  $200 \text{ cm}^2$ . ) Besonders bei  
Patienten mit kleinerem Atemvolumen kann dies  
zur  $\text{CO}_2$ - Rückatmung führen. Dies müßte sich bei-  
spielweise bei der Messung des Atemminutenvolumens  
in einer deutlichen Erhöhung gegenüber Geräten des  
geschlossenen Typs manifestieren. Es wurde nach-  
gewiesen, daß die Art des Anschlusses der Probanden  
an den Spirographen von Bedeutung ist ( 2 ). So  
lag bei Maskenatmung der Atemgrenzwert im Durch-  
schnitt um 19 % höher als bei der Mundstückatmung.  
Dies wird von den Autoren ( 9 ) mit der Vergrößer-  
ung des Totraumes durch Vorschalten eines Atem-  
rohres erklärt, wohingegen bei Maskenatmung jeder  
zusätzliche Totraum wegfalle. Es leuchtet ein, daß  
somit die Totraumgröße entscheidenden Einfluß auf  
die Meßergebnisse ausübt.

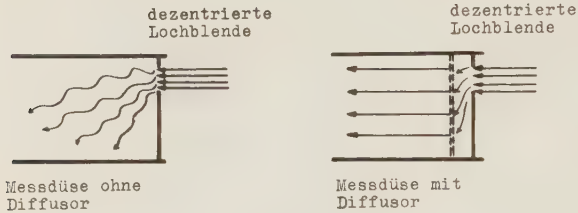
Tabelle 10: Vergleichende Gegenüberstellung des  
Atemgrenzwertes in Abhängigkeit von  
verschiedenen äußeren Faktoren  
nach Heine, Benesch und Hertz ( 9 )

|                                              |                               |                                 |
|----------------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|
| AGW in Litern<br>(Mittelwert)                | 79,6                          | 94,7                            |
| Atemvolumen in $\text{cm}^3$<br>(Mittelwert) | 1859                          | 1850                            |
| Atemfrequenz/Min.<br>(Mittelwert)            | 42,5                          | 51,2                            |
| Versuchsanordnung                            | Mundstückat-<br>mung, stehend | Maske, Mundat-<br>mung, stehend |

Zum Vergleich der Pumpeinrichtung der beiden Geräte des geschlossenen Typs ist zu sagen, daß weder bei Gerät A noch bei Gerät B die ermittelten Werte den Angaben der Hersteller entsprachen. So ergab die Nachmessung beim Zweiglockenspirometer, daß am Mundstück der erforderliche Druck Null erst bei einer Einstellung der Marke auf 122 Liter/Minute erreicht wird. Laut Bedienungsanleitung sollte dieser Druck bei Einstellung der Pumpe auf 75 Liter/Minute herrschen. Bei Gerät B, dem Einglockenspirometer, ergab sich der Druck Null schon bei einer Pumpeinstellung von 55 Liter/Minute, und nicht erst, wie in der Betriebsanleitung vorgesehen, bei 100 Liter/Minute. Sicherlich bleiben diese erheblichen Abweichungen nicht ohne Einfluß auf den zu untersuchenden Patienten. So wird bei dem einen Gerät die Expiration des Probanden unterstützt und die Inspiration gebremst, beim anderen Gerät dagegen die Expiration gebremst, und die Inspiration gefördert. Es empfiehlt sich also unbedingt, von Zeit zu Zeit zu überprüfen, ob die Pumpleistung der Geräte den vom Hersteller gemachten Angaben entspricht.

Der Vergleich der Strömungsfehler der Meßköpfe des offenen Systems ergab, daß bei beiden Systemen gewisse Strömungsfehler in Kauf genommen werden müssen. Die Meßfehler entstehen durch die nicht laminare Anströmung der Düse durch den Probanden. So liegt bei nicht optimaler Anströmung, die Streuung des Gerätes C ( Siebwiderstand ) maximal bei 10 %, bei Gerät D ( Düse nach Fleisch ) sogar bei maximal 12,5 %. Eine wesentliche Verbesserung dieser Ergebnisse verspricht die mit einem Diffusor versehene Weiterentwicklung des Pneumotachographen nach Fleisch. Die maximale Streuung soll hier nach Angabe der Hersteller noch unter 1 % liegen. Um die Meßfehlerquote möglichst gering zu halten, empfiehlt sich die Verwendung dieser Weiterentwicklung.

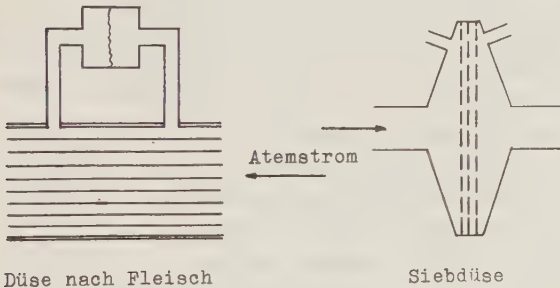
Abbildung 21 : Meßdüse mit dezentrierter Lochblende bei Anströmung mit und ohne Diffusor



Der Vergleich des sogenannten Temperatureffektes bei den Meßköpfen der Geräte C und D ergab, daß schon bei Ruheatmung eine Abwanderung der Atemvolumenkurve in expiratorischer Richtung feststellbar ist. Auf Grund der verschiedenen Konstruktion ist dieses Abwandern jedoch bei dem Siebwiderstand des Gerätes C ungleich größer als beim Pneumotachographiekopf. Das rund 2,5 cm lange Lamellensystem der Düse nach Fleisch wird beheizt, sodaß im Inneren des Systems annähernd Körpertemperatur herrscht. Die Inspirationsluft wird also schon beim Passieren des Systems erwärmt, und der Körpertemperatur angeglichen. Bei forcierter Atmung ( z.B. bei der Messung des Atemgrenzwertes ), also bei schnellem Atemdurchfluß wird die Inspirationsluft jedoch wegen der verkürzten Verweildauer im Lamellensystem nicht genügend erwärmt, und die temperaturbedingte

Volumensteigerung der Expirationsluft führt zu einem verstärkten Abwandern der Kurve. Wegen der nur wenige Millimeter starken Siebe der Düse des Gerätes C läßt sich die Erwärmung der Inspirationsluft schwerer erreichen. Folglich ist der Meßfehler bei Ruhe, und insbesondere bei forcierter Atmung, wesentlich größer.

Abbildung 22 : Schematisierte Darstellung der  
Düse nach Fleisch, und der Siebdüse



Die optimale Reinigung und Sterilisation der Geräte des geschlossenen Typs ist auch heute noch problematisch. Meist begnügt man sich mit dem Auswechseln der Mundstücke, der Zuführungsschläuche, und einer chemischen Sterilisation der metallenen Anschlußstücke. Insbesondere in Tuberkulosekranken- häusern wird der tägliche Wechsel des die Spiro- meterhaube umgebenden Wassers, und die Verwendung feuchter Schläuche empfohlen. ( 15 ) Eine Möglich- keit der aktiven Desinfektion besteht darin, das Gerät Formalindampf auszusetzen, und es an- schließend mit verdampftem Ammoniak zu neutra-

lisieren. Allerdings ist das Gerät wegen der notwendigen Lüftung erst nach längerer Zeit wieder zu benützen. Diese Art der Sterilisation würde aber den Betrieb eines Lungenfunktionslabors mit normalem Patientendurchgang fast unmöglich machen.

Eine Untersuchung von J. Wassner und W. Gierhake ( 16 ) ergab jedoch, daß es allein auf den Keimgehalt der Spirographenluft ankommt, und nicht auf Keime, die sich irgendwo im System des Gerätes festgesetzt haben. Bei ihren Erhebungen an 115 Patienten fanden sie, daß bei ruhiger Atmung fast keine Keime abgeatmet werden, erst bei forcierter Atmung ist die Keimabgabe geringfügig vermehrt. Außerdem zeigte sich, daß der Kalkabsorber 40 % der Keime absorbiert. Die genannten Autoren bezeichnen die Gefahr einer Infektion durch Atmen in einen Spirographen als unendlich gering, und geben nach eigenen Untersuchungen die Wahrscheinlichkeit, während des Bettenmachens auf einer Krankenstation infektionserregende Keime aufzunehmen,  $56 \times 10^3$  mal größer an, als während einer spirographischen Untersuchung.

Da bei den Geräten des offenen Typs der Proband nur mit den Meßdüsen Kontakt hat, läßt sich eine vollkommene Sterilisation hier leichter verwirklichen. Bei Gerät C ist der Ausbau der Siebe jedoch umständlich und zeitraubend, sodaß sich eine wirkungsvolle Desinfektion nur bei Verwendung mehrerer Meßköpfe zeitlich bewerkstelligen lassen dürfte.

Da die Düse nach Fleisch des Gerätes D zur Sterilisation nicht zerlegt werden muß, läßt sie sich nach Benutzung schnell abnehmen, und in einem chemischen Sterilisationsmittel reinigen. Die Forderung nach sorgfältiger und möglichst rascher Desinfektion läßt sich somit bei diesem Gerät am ehesten erfüllen.

(Bei Verwendung von zwei Meßköpfen, wobei einer zur Untersuchung benützt, der andere sterilisiert wird).

Wie konstruktionsbedingt zu erwarten, liegt der innere Gerätewiderstand beim geschlossenen System höher als beim offenen System. Bei steigender Durchströmungsgeschwindigkeit nimmt der Widerstand im geschlossenen System besonders stark zu. So nimmt der Widerstand  $R \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\frac{1}{\text{sec}}}$  bei Erhöhung der Durchströmungsgeschwindigkeit von 5 l/sec auf 9 l/sec von 0,91 auf 1,52 zu. ( Gemessen an Gerät B ) Unter gleichen Bedingungen bleibt jedoch der Widerstand R, Z.B. bei Gerät C, konstant bei 0,36. ( Bei Verwendung der Meßdüse zwei ).

Tabelle 11 : Widerstand R in Abhängigkeit von der Durchströmungsgeschwindigkeit

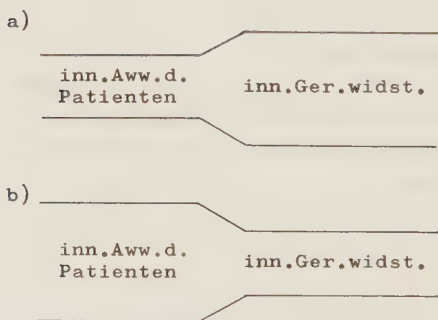
|                                  | $v = 5 \text{ l/s}$ | $v = 9 \text{ l/s}$ |
|----------------------------------|---------------------|---------------------|
| Gerät A (Zweiglocken-spirometer) | 1,05                | 1,62                |
| Gerät B (Einglocken-spirometer)  | 0,91                | 1,52                |
| Gerät C (Piezowiderstand)        |                     |                     |
| Düse 1                           | 0,52                | ----                |
| Düse 2                           | 0,36                | 0,36                |
| Gerät D (Fleischsche D.)         |                     |                     |
| Düse 3                           | 0,26                | ----                |
| Düse 4                           | 0,13                | 0,13                |

Liegt bei einer bestimmten Durchströmungsgeschwindigkeit der innere Atemwegswiderstand des Probanden (z.B. bei obstruktiven Ventilationsstörungen) höher als der innere Gerätewiderstand, geht dieser nicht

mit in die Messung ein. ( Vergleiche Abbildung 23 )  
Bei solchen Patienten ist die Wahl des Untersuchungs-  
gerätes von untergeordneter Bedeutung, denn auch bei  
forcierter Atmung ist der innere Atemwegswiderstand  
des Probanden größer als der Gerätewiderstand. Ist  
der innere Atemwegswiderstand des Probanden jedoch  
normal oder nur geringfügig erhöht, kann der Geräte-  
widerstand, besonders bei forcierter Atmung, mit in  
die Messung eingehen. Wegen ihres verhältnismäßig  
hohen Widerstandes dürften hierbei vornehmlich bei  
den Geräten des geschlossenen Systems Meßfehler  
entstehen.

Abbildung 23 : a) Der innere Atemwegswiderstand des  
Probanden ist groß, der innere Ge-  
rätewiderstand ist klein: keine Be-  
einträchtigung des Meßergebnisses

b) Der innere Atemwegswiderstand des  
Probanden ist gering, der innere  
Gerätewiderstand ist groß: Beein-  
trächtigung des Meßergebnisses



Inwieweit die Meßergebnisse am Spirographen von der  
Beschaffenheit des Schlauchmaterials beeinflusst wer-  
den, war infolge Mangels einer geeigneten Meßapparatur

nicht festzustellen. Jedoch zeigte ein Vergleich von glattem und geripptem Schlauchmaterial, daß der Widerstand eines gerippten Schlauches 2,4 mal so groß wie der eines glatten Schlauches war. Grundsätzlich wird man deshalb, um den inneren Gerätwiderstand möglichst gering zu halten, glattem Schlauchmaterial den Vorzug geben.

Unabhängig vom jeweiligen Modell des Spirometers sollte man daran denken, daß Verfälschungen der Meßergebnisse auch auf andere Art und Weise entstehen können.

a) bei der Auswertung der registrierten Kurve

Fehler können hierbei bei der Errechnung der Sollwerte durch ungenaues Ablesen der Normwerttabellen ( Parallaxe ) entstehen. Ferner beim Ausmessen der Kurvenwerte, sowie bei der Ausrechnung der ermittelten Werte mit dem Rechenschieber. Die gleiche Kurve, von fünf verschiedenen Auswertern bearbeitet zeigte Schwankungen bis zu 2,2 %.

b) bei mangelnder Mitarbeit des Probanden oder des Personals

Sei es wissentlich um das Untersuchungsergebnis zu verfälschen, aus mangelndem Verständnis oder Desinteresse. Deshalb kommt dem Bedienungspersonal die wichtige Aufgabe zu, den Patienten vorher über Sinn und Zweck der Untersuchung aufzuklären, und ihn zu höchster Anstrengung zu bewegen. Bei nachlässigem Personal sind die Meßergebnisse durchweg schlechter als bei gut geschultem.

c) bei wechselnder Körperhaltung des Probanden bei verschiedenen Untersuchungen

Eine Untersuchung an 56 Probanden ergab, daß sich bei Maskenanschluß und einer Atemtiefe von  $1/2$  Vitalkapazität, stehend und liegend gemessen, eine durchschnitt-

liche Differenz von 12,6 Litern zugunsten des Atemgrenzwertes ergab, der im Stehen ermittelt wurde. ( 9 ) Diesen Unterschied ( in diesem Fall rund 13,5 % ! ) muß man also unbedingt einplanen, wenn ein Patient beispielsweise vor einem chirurgischen Eingriff stehend, und nach erfolgter Operation liegend untersucht wird.

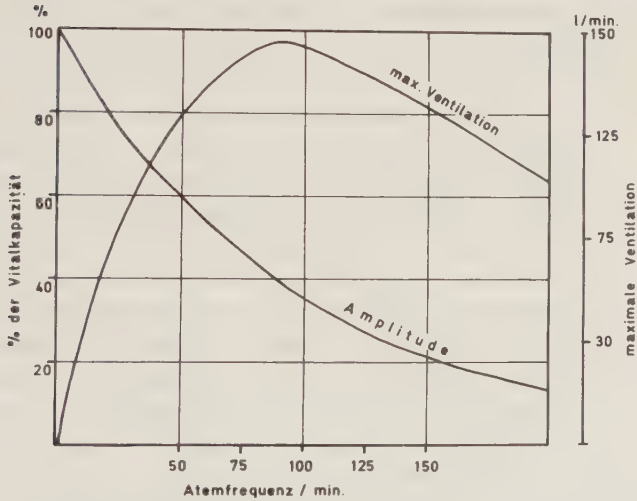
d) bei Verwendung verschiedener Normwerte

Die meisten Sollwertformeln sind insofern zu bemängeln, als sie auf Untersuchungen an Medizinstudenten, Ärzten und Klinikpersonal jüngerer Altersstufen beruhen. ( 11 ) Schmidt et al. zeigten unter Verwendung der Angaben von zwölf Autoren am Beispiel eines vierzigjährigen, 170 cm großen, und 70 kg schweren Mannes, daß die Sollwerte der Vitalkapazität zwischen 2658 ml und 4913 ml schwanken. Der kleinste Sollwert betrug somit 54 % des größten. Solange keine internationale Einigung herbeigeführt werden kann, wird jedes Lungenfunktionslabor eine eigene Normierung durchführen müssen.

e) bei Verwendung verschiedener Untersuchungstechniken

So finden sich über die Technik der Atemgrenzwertbestimmung die verschiedensten Angaben. Die für diese Untersuchung günstige Atemfrequenz wird von 30 Atemzügen/ Minute bis zu 120 Atemzügen/ Minute von den einzelnen Autoren angegeben. Nach Cara werden die größten Atemgrenzwerte bei einer Frequenz von 60-85 Atemzügen je Minute erreicht.

Abbildung 24 : Beziehung zwischen Atemfrequenz und Atemtiefe bei maximaler Ventilation einer normalen Versuchsperson (4)



f) bei Verwendung verschiedener Geräte

Bei aufeinanderfolgenden Untersuchungen an einem Patienten ist darauf zu achten, daß immer das gleiche Gerät Verwendung findet. Nur so ist gewährleistet, daß etwaige Veränderungen im Kurvenbild nicht auf die Eigenart ( z.B. verschiedener innerer Widerstand ) des Untersuchungsgerätes zurückzuführen sind.

g) bei Verwendung von unterschiedlichen Anschlüssen an das Gerät ( s. o. )

h) bei Kurven, die an nicht stabilisierten  
Spirographen gewonnen wurden

Es ist darauf zu achten, daß nur die inspiratorischen Zacken ausgemessen werden, da das Expirationsvolumen wegen der  $\text{CO}_2$ -Absorption nicht vollständig registriert werden kann.

V) Zusammenfassung

Die vergleichende experimentelle Modelluntersuchung verschiedener Geräte für die Lungenfunktionsdiagnostik an offenen oder geschlossenen Systemen, entsprechend der Hauptbauweise für allgemeine spirometrische Untersuchungen, ergibt stark voneinander differierende Ergebnisse.

Bei den untersuchten Geräten des geschlossenen Systems ist die Bedienung relativ einfach, während bei denen des offenen Systems eine gewisse technische Fertigkeit vom Untersucher verlangt wird, um Registrierfehler zu vermeiden. Ein weiterer Faktor für Registrierfehler resultiert aus der Art der Registriertechnik. So bleibt bei synchronmotorbetriebenen Systemen der Registrierfehler unter 1 %, während er bei Koordinatenschreibern zwischen 2 bis 6 % schwanken kann. Eine technische Überwachung der Registrierengenauigkeit ist deshalb erforderlich. Das gleiche gilt auch für die Überprüfung der Pumpleistung von Luftumwälzmotoren für den Druckausgleich bei geschlossenen Systemen.

Aufschlußreich sind auch die Totraumdifferenzen zwischen offenen und geschlossenen Spirographensystemen, wegen der Möglichkeit einer  $\text{CO}_2$ -Rückatmung beim offenen System.

Erhebliche Unterschiede zeigte die Messung der Strömungswiderstände bei den untersuchten Lungenfunktionsgeräten, sowie der dabei verwandten Schlauchsysteme.

Erwartungsgemäß liegt der innere Gerätewiderstand bei den Geräten des geschlossenen Systems höher als bei den Geräten des offenen Systems. Ist der innere Atemwegswiderstand des Probanden geringfügig erhöht oder normal kann besonders bei forcierter Atmung der Gerätewiderstand mit in die Messung eingehen.

Darüber hinaus können durch verschiedene äußere Umstände die Messergebnisse verfälscht werden. Sie entstehen beispielsweise bei nachlässiger Auswertung der Spirogramme, bei mangelhafter Anleitung des Patienten von Seiten des Personals, bei der Verwendung verschiedener Normwerte u.a.m.

Die jeweiligen Fehlermöglichkeiten, sowie ihre Vermeidung wurde diskutiert.

VI) Literaturnachweis

- 1 ANTHONY,A.J., VENRATH,H. : Funktionsprüfung der Atmung, 2. Auflage, Barth, Leipzig 1962.
- 2 BARTELS,H., BÜCHERLE,E., HERTZ,C.W., RODEWALD,G., SCHWAB,M. : Lungenfunktionsprüfungen- Methoden und Beispiele klinischer Anwendung. Springer, Berlin 1959.
- 3 BENNER,H., FABEL,H., HAMM,J. : Zur Frage der Sollwerte für die maximale Ventilation. Dtsch. Arch. Klin. Med. 207 (1961), 420
- 4 CARA: Beziehung zwischen Atemfrequenz und Atemtiefe bei maximaler Ventilation. Poumon, 8,371, 1953.
- 5 COMROE,J.H., FORSTER,R.E., DUBOIS,A.B., BRISCOE, W.A., CARLSEN,E. : Die Lunge - Klinische Physiologie und Lungenfunktionsprüfungen. 2. Auflage F.K. Schattauer, Stuttgart 1968.
- 6 FABEL,H., HAMM,J. : Methodische Fehler bei Messung des Atemgrenzwertes im geschlossenen Spirometer-system. Klin. Wschr. 39 (1961), 939.
- 7 HAMM,J. : Lungenfunktionsprüfungen. Klinik der Gegenwart, Bd.VII, 645 Urban & Schwarzenberg, München 1963.
- 8 HAMM,J., DIETZ,M.: Die Beurteilung der Lungenfunktion in der Praxis. Intern. Praxis 2 (1962), 501.
- 9 HEINE,F., BENESCH,W., HERTZ,C.W.: Untersuchungen zur Methodik der Atemgrenzwertbestimmung. Z.f. Tuberkulose 102 (1953) 273
- 10 HERBERG,D.: Methodische und diagnostische Probleme bei der Spirometrie. Beitr.Klin.Tuberk. 133 (1966) 249

- 11 HERTZ, C.W.: Begutachtung von Lungenfunktionsstörungen  
Georg Thieme, Stuttgart 1968
- 12 LEUSCHNER, A., ULMER, W.: Untersuchungen über die Beziehung zwischen intrathorakalem Gasvolumen, Vitalkapazität, 1-Sekundenwert und Strömungswiderstand in den Atemwegen sowie über die Zuverlässigkeit des 1-Sekundenwertes als Maß des Strömungswiderstandes  
Beitr.Klin.Tuberk. 136 (1967 ) 289
- 13 Lungenfunktionsprüfungen  
Dr. Karl Thomae GmbH, Biberach a.d. Riss, 1966
- 14 ROSSIER, P.H., BÜHLMANN, A., WIESINGER, K.: Physiologie und Pathophysiologie der Atmung  
Springer, Berlin 1958
- 15 UHL, O.: Zur Frage der Sterilisation von Lungenfunktionsgeräten  
Pers. Mitteilung
- 16 WASSNER, U.J., GIERHAKE, W.: Zum Problem der Spirographen als Infektionsquelle  
Anaesthesist, Februar 1961
- 17 WOITOWITZ, H.-J., WOITOWITZ, R.: Ganzkörperplethysmographische Lungenfunktionsanalyse beim chronisch unspezifischen Atemwegssyndrom  
Med.Klin. 33 (1968) 1316 - 1320

## L e b e n s l a u f

Am 3. September 1943 wurde ich als Sohn des Diplom-Ingenieurs Hans-Georg Schönstedt und seiner Ehefrau Sofie, geb. von Plehwe, in Leipzig geboren. Während des Krieges zogen wir nach Solingen und von dort 1949 nach Ingolstadt/ Donau, wo ich im gleichen Jahr eingeschult wurde.

1953 bestand ich die Aufnahmeprüfung für das humanistische Gymnasium in Ingolstadt. 1962 zogen wir nach Oberhaunstadt, einem Vorort von Ingolstadt. Im Juli 1964 legte ich die Reifeprüfung ab, und begann im Wintersemester 1964/65 mit dem Studium der Naturwissenschaften an der Universität Erlangen-Nürnberg.

Nach einem Semester wechselte ich die Fachrichtung und studierte ab Sommer 1965 Medizin. Das Vorphysikum legte ich nach dem Wintersemester 1965/66, das Physikum nach dem Sommersemester 1967 ab, und beendete mein Medizinstudium mit dem bestandenen Staatsexamen nach dem Sommersemester 1970.





## **Offsetdruck-Fotodruck**

---

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990

---